脑循环脉动流的集中参数模型

丁光宏 (复旦大学应用力学系生物力学实验室,上海200433)

吕传真

(上海医科大学华山医院神经科,上海 200040)

摘要 脑血管疾病和脑循环动力学异常改变密切相关 脑循环系统和体循环系统具有不完 全相同的血液动力学特性 因此,临床上迫切需要一种既能反映脑循环的基本特性,又容易 从中分析脑血管动力学参数的力学模型 本文在Willis 环定常流模型的基础上,建立了描述 脑循环血液脉动特性的集中参数模型,归结出了模型控制方程及求解方法 通过实例计算发 现:理论计算结果和实验检测数据相当吻合,说明模型是符合生理实际的 这将为脑循环研 究提供一个较理想的血液动力学模型

关键词 脑循环,脉动流,集中参数,血液动力学模型

引 言

脑循环动力学异常改变与脑血管疾病有着密切的关系^[1],大量临床与实验观察表明^[2],许 多脑中风患者在发病前期,其血液动力学状态已有显著变化,中风发病以后,脑循环动力学 参数分析有可能对病情发展变化,预后及治疗效果评定提供较为科学的方法及客观的指标 因 此,脑循环动力学的研究无论对脑循环生理基础研究还是对临床防治中风以及及时准确了解 脑血管功能的变化都有着显著意义

和体循环研究一样,脑循环动力学研究的关键是在了解脑循环生理特性基础上建立与生 理实际相符合的动力学模型 由于脑循环床是一个四端输入网络,它与仅有一输入端的体循 环系统有着本质性差别^[3],体循环的一些理论,如输入阻抗理论,弹性腔理论等,不能简单地 照搬到脑循环的研究中^[3].因此,脑循环血液动力学研究有待不断深入与完善

建立脑循环动力学模型的方法主要有两种,一是分布参数模型,另一种是集中参数模型 型 Clark 等^[4]于1967年建立了Willis 环动脉网络的数学模型 以后的二十多年里,分布参数 模型研究取得了很大进展 Kufah1等^[5]于1985年建立了非线性粘弹不定常的分布参数模型 从力学角度来看,分布参数模型已发展得很完善了.然而,由于这些分布参数模型数学模拟 过程过于复杂,计算工作量大,更重要的是无法应用这些模型反过来求解血管床的某些临床 上感兴趣的动力学参数,如血管弹性,外周阻力等;也很难应用这些模型为分析与检测患者的 血液动力学状态提供帮助 所以,分布参数模型尽管在理论上日趋完善,但在临床应用研究 中起的作用不大

为了克服分布参数模型的上述不足, 吉村正藏等167于1979年建立了一个单侧颈动脉系统

1994-09-04收到第一稿, 1995-04-24收到修改稿

的集中参数模型 该模型动力学参数生理意义明确, 计算简单方便 日本林电气公司还在其基础上开发研究出了QFM-2000型脑循环动力学参数检测仪, 在临床上得到了一定的应用 由于这个模型只考虑单侧颈动脉系统, 忽略了脑循环内部交通动脉的相互联络, 它无法反映脑血管床左右侧间及前后循环间的血流代偿情况 更有甚者, 当脑循环交通动脉开放血流代偿发生时, 应用该模型来计算脑血管动力学参数会带来很大的误差^[3]. 脑循环代偿机制是脑血管病生理的重要特性之一, 临床上许多现象与此有关 由于该模型没能反映这一特性, 许多结果与临床现象相互矛盾, 它的临床应用也因此受到很大限制

综上所述,目前脑循环病理,生理及临床研究中迫切需要一种能反映脑循环的一些基本 特性,数学计算比较简单,易于从压力和流量波来分析与计算脑血管动力学参数的动力学模 型 本文根据Willis 环的解剖结构与生理功能,在文献[3]关于脑循环定常流模型的基础上, 建立了一个反映全脑血液循环的不定常集中参数模型

1 动力学模型

大脑的血液由颈动脉系统和椎-基底动脉系统供应 颈动脉系统主要通过颈内动脉 大脑 前动脉和大脑中动脉供应大脑半球前3/5部分的血液,也称为前循环 椎-基底动脉系统主要 通过两侧椎动脉、基底动脉和大脑后动脉供应大脑半球后2/5部分及小脑、脑干的血液,也称为 后循环 两侧大脑前动脉由短的前交通动脉使之互相沟通,大脑中动脉和大脑后动脉由后交 通动脉互相沟通,这就在颅底形成 willis 环 它的结构示意图如图1所示 其中图标各血管名 称及解剖数据列于表1.

Arterial name	Sym bo l	L ength (cm)	Diameter (cm)	Resistance $(dyn^{\bullet} s/cm^{5})$	Compliance (cm^5/dyn)	Conductance $(dyn^{\bullet} s^2/cm^5)$
A rteria carotis interna	<i>c</i> ₁ , <i>c</i> ₂	25	0.4	1 591.80	$3.140/w^{\frac{2}{v}}$	209.38
Basilar artery	b	3	0.4	191.02	0.377/w v^2	25.13
V ertibral artery	<i>v</i> 1, <i>v</i> 2	20	0.3	2 469.14	$1.413/w_{\nu}^{2}$	297.78
Posterior communicating artery	p c1, p c2	2	0.12	15 721.45	$0.023/w_{v}^{2}$	186.11
Posterior cerebral artery I	p 11, p 22	2	0.3	402.47	0. $141/w_{v}^{2}$	29.78
Anterior cerebral artery I	<i>a</i> 11, <i>a</i> 21	2	0.25	834.56	$0.098/w_{v}^{2}$	42.88
Anterior communicating artery	ac	0.5	0.15	1 609.88	$0.009/w_{v}^{2}$	29.78
M iddle cerebral artery	<i>m</i> 1, <i>m</i> 2	7	0.35	760.35	0.673/ w_{v}^{2}	76.57
Posterior cerebral artery II	p 12, p 22	7	0.3	1 408.64	0. 495/ w_{v}^{2}	104.22
Anterior cerebral artery II	<i>a</i> 12, <i>a</i> 22	5	0.25	2 086.40	$0.245/w^{2}_{v}$	107.22

表1 脑循环各动脉段解剖数据与阻力,顺应性和惯量参数^[7] Table 1 The arterial name of Willis circle and its geometry and hemodynamic parameters

Tem inal resistance (dyn• s/cm⁵): $R_m^* = 2 \times 10^4$, $R_p^* = 2.6 \times 10^4$, $R_a^* = 3.9 \times 10^4$

根据表1中提供的解剖数据及生理测量结果,脑循环各动脉段特征长度*L*(< 20m)与脉 搏波波长*L*_a(> 250m)之比是一个小量;根据分布参数模型计算得到的结果^[5,8],每根动脉段 的入口压力波和流量波波形和出口处波形几乎没有差别因此,在脑循环中对每个管段采用与 位置无关的集中参数模型,不仅使模型简单易算,而且还具有较高的精度

对脑循环中的每根血管段(见表1所示),力学上假设为直的线弹性均匀管,并进一步假设 血流为充分发展的,于是其阻力可由 Poiseuille 公式给出



图1 脑循环动脉网络示意图^[7]

Fig. 1 Schematic diagram of the Willis circle

$$R = \frac{128\mu}{\pi} \frac{L}{D^4} = 1.63 \frac{L}{D^4}$$
(1)

其中 l,D 分别为管段长度与直径,单位为 cm, R 的单位为 dyn• s/cm⁵. 单根管的顺应性 C 可由下式计算^[9]

$$C = \frac{\pi}{4\rho} \cdot \frac{D^2 I}{w_v^2} = 0.785 \frac{D^2}{w_v^2}$$
(2)

其中w,为该管段的脉搏波波速,单位为 cm /s; *C* 的单位为 cm 5 /dyn 同样对于单根管段,惯 量*L* 的计算公式为

$$L = \frac{4\rho}{\pi D^2} = 1.34 \frac{L}{D^2}$$
(3)

应用公式(1)~(3)可计算出每根动脉管段的动力学参数,并列于表1.

在如图1所示的脑循环中,颈动脉和椎动脉的血液经Willis 环重新分配后,由双侧大脑 前、中、后六根主要动脉向大脑组织供血 我们假设力学模型中,这六根动脉为输出管段,在 每个管段的终端用一个流阻(数值见表1)代表该管段下游的小血管床 对正常人来说,这些 ② © 1994-2006 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net 阻力是左右对称的 在模型模拟计算中,为方便起见,我们将这些终端阻力加入到该管段的阻 力中.

从表1中所列的顺应性*c* 的数据可看出,颈动脉系统顺应性主要集中在颈内动脉 *c*₁段, 因此,在建立模型时,我们将颈内动脉,大脑中动脉作为一个流容器 *C*_{e1},而将大脑前动脉,前 交通动脉等作为另一个流容器 *C*_{e1},如图2所示 显然,*C*_{e1}在数值上要比 *C*_{e1}大许多.对椎-基底动 脉系统,顺应性主要集中在椎动脉和基底动脉中,我们将它们作为一个流容器 *C*_{e1},而将大脑 后动脉作为另一个流容器 *C*_{p1}.因为后交通动脉细而长,所以对后交通支我们只考虑其阻力 和惯量,忽略其顺应性 根据上述分析,在文献[3]提供的定常模型基础上,我们将脑循环床 归结为一个4输入端的集中参数模型,它的网络等效示意图如图2所示 为了使模型不过于复 杂,在惯量的设置中,每一侧颈动脉系和椎-基底动脉系中分别只考虑一个当量惯量,并分别 记为*L*_a和*L*_p.模型中六根输出动脉阻力(*R*_{m1},*R*_{m2},*R*_{a12},*R*_{a22},*R*_{p12}和*R*_{p22})中包含了各自的终端 阻力.

图2 脑循环脉动流的集中参数模型等效网络示意图

Fig 2 The electrical equivalent diagram of the hemodynamics model of cerebral circulation

图2中各个流阻器上的流量(*Q*)用箭头标出,如果计算出的流量数值为负的,则表示流量 方向相反,*P*₁和 *P*₂表示左右侧颈动脉入口压力,*P*₃和 *P*₄则表示椎动脉入口压力,对如图2所示 的网络系统我们可建立 KCL 和 KVL 状态方程组

$$P_1 = R_{c1} \bullet Q_{cl} + R_{m1} \bullet Q_{m1}$$

$$\tag{4}$$

$$P_{1} = R_{c1} \bullet Q_{c1} + R_{pc1} \bullet Q_{pc1} + L_{pc1} \bullet \frac{\mathrm{d}Q_{pc1}}{\mathrm{d}t} + R_{p12} \bullet Q_{p12}$$
(5)

$$P_{1} = R_{c1} \bullet Q_{cl} + R_{a11} \bullet Q_{a1} + L_{a1} \bullet \frac{dQ_{a1}}{dt} + R_{a12} \bullet Q_{a12}$$
(6)

$$R_{a12} \bullet Q_{a12} = R_{ac} \bullet Q_{ac} + R_{a22} \bullet Q_{a22}$$

$$\tag{7}$$

$$P_{2} = R_{c2} \bullet Q_{c2} + R_{m2} \bullet Q_{m2}$$
(8)

$$P_{2} = R_{c2} \bullet Q_{c2} + R_{pc2} \bullet Q_{pc2} + L_{pc2} + \frac{\mathrm{d}Q_{pc2}}{\mathrm{d}t} + R_{p22} \bullet Q_{p22}$$
(9)

$$P_{2} = R_{c2} \bullet Q_{c2} + R_{a21} \bullet Q_{a2} + L_{a2} \bullet \frac{dQ_{a2}}{dt} + R_{a22} \bullet Q_{a22}$$
(10)

$$P_{3} = R_{\nu 1} \bullet Q_{\nu 1} + R_{b} \bullet Q_{b} + L_{p 1} \bullet \frac{\mathrm{d}Q_{Lp 1}}{\mathrm{d}t} + R_{p 1 1} \bullet Q_{p 1 1} + R_{p 1 2} \bullet Q_{p 1 2}$$
(11)

$$P_{4} = R_{\nu 2} \bullet Q_{\nu 2} + R_{b} \bullet Q_{b} + L_{\rho 2} \frac{\mathrm{d}Q_{L\rho 2}}{\mathrm{d}t} + R_{\rho 21} \bullet Q_{\rho 21} + R_{\rho 22} \bullet Q_{\rho 22}$$
(12)

$$P_{cl} = -R_{c1} \cdot Q_{c1} + P_1$$
(13)

$$P_{a1} = R_{a12} \bullet Q_{a12} \tag{14}$$

$$P_{a2} = R_{a22} \bullet Q_{a22} \tag{15}$$

$$P_{c2} = P_2 - R_{c2} \bullet Q_{c2}$$
(16)

$$P_{v} = P_{3} - R_{v1} \cdot Q_{v1}$$
(17)

$$P_{v} = P_{4} - R_{v2} \cdot Q_{v2}$$
(18)

$$P_{n1} = R_{n12} \bullet O_{n12} + R_{n11} \bullet O_{n11}$$
(19)

$$P_{p2} = R_{p22} \bullet Q_{p22} + R_{p21} \bullet Q_{p21}$$
(20)

$$Q_{c1} = C_{c1} \cdot \frac{dP_{c1}}{dt} + Q_{m1} + Q_{pc1} + Q_{a1}$$
(21)

$$Q_{a1} = C_{a1} \cdot \frac{dP_{a1}}{dt} + Q_{a12} + Q_{ac}$$
(22)

$$Q_{c2} = C_{c2} \cdot \frac{dP_{c2}}{dt} + Q_{m2} + Q_{pc2} + Q_{a2}$$
(23)

$$Q_{a2} = C_{a2} \bullet \frac{dP_{a2}}{dt} + Q_{a22} - Q_{ac}$$
(24)

$$Q_{\nu 1} + Q_{\nu 2} = Q_{b} + C_{\nu 1} \frac{dP_{\nu}}{dt} + C_{\nu 2} \frac{dP_{\nu}}{dt}$$
(25)

$$Q_{b} = Q_{Lp1} + Q_{Lp2} \tag{26}$$

$$Q_{L_{p1}} = C_{p1} \bullet \frac{\mathrm{d}P_{p1}}{\mathrm{d}t} + Q_{p11}$$
(27)

$$Q_{Lp2} = C_{p2} \frac{\mathrm{d}P_{p2}}{\mathrm{d}t} + Q_{p21}$$
(28)

$$Q_{p12} = Q_{pc1} + Q_{p11} \tag{29}$$

$$Q_{p22} = Q_{pc2} + Q_{p21} \tag{30}$$

上述方程组(4)~(30)中,共27个方程,20个流量未知数($Q_{c1}, Q_{c2}, Q_{m1}, Q_{m2}, Q_{a1}, Q_{a2}, Q_{a12}, Q_{a22}, Q_{pc1}, Q_{pc2}, Q_{ac}, Q_{v1}, Q_{v2}, Q_{b}, Q_{Lp1}, Q_{Lp2}, Q_{p11}, Q_{p21}^2, Q_{p12}, Q_{p22}$)和7个压力未知数($P_{c1}, P_{c2}, P_{a1}, P_{a2}, P_{v}, P_{p1}, P_{p2}$),方程是封闭的

2 控制方程求解

方程(4)~(30),共27个方程,通过化简可归结成求解下列13阶矩阵微分方程

$$\frac{\mathrm{d}X}{\mathrm{d}t} = A X + B \tag{31}$$

其中

$$X = (P_{e1}, P_{e2}, P_{a1}, P_{a2}, P_{v}, P_{p1}, P_{p2}, Q_{a1}, Q_{a2}, Q_{pc1}, Q_{pc2}, Q_{Lp1}, Q_{Lp2})^{T}$$
(32)

$$B = (b_{1}, b_{2}, 0, 0, b_{5}, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0)^{T}$$
(33)

$$b_{1} = \frac{P_{1}}{R_{c1} \bullet C_{c1}}, \quad b_{2} = \frac{P_{2}}{R_{c2} \bullet C_{c2}}, \quad b_{5} = \left(\frac{P_{3}}{R_{v1}} + \frac{P_{4}}{R_{v2}}\right) \bullet \frac{1}{C_{v}}$$

$$A = [a_{ij}]_{13\times13}$$

$$a_{11} = -\frac{R_{i2} + R_{m1}}{C_{c1} \bullet R_{c1} \bullet R_{m1}}, \quad a_{18} = -\frac{1}{C_{c1}}, \quad a_{110} = \frac{1}{C_{c1}};$$

$$a_{22} = -\frac{R_{i2} + R_{m2}}{C_{c2} \bullet R_{i2} \bullet R_{m2}}, \quad a_{29} = -\frac{1}{C_{c2}}, \quad a_{211} = \frac{1}{C_{c2}};$$

$$a_{33} = -\frac{R_{i2} + R_{m2}}{C_{c1} \bullet R_{i1} \bullet R_{m2}}, \quad a_{44} = \frac{1}{R_{ac} \bullet C_{a1}}, \quad a_{48} = \frac{1}{C_{a1}};$$

$$a_{44} = -\frac{R_{a2} + R_{a22}}{C_{a2} \bullet R_{ac} \bullet R_{a22}}, \quad a_{43} = \frac{1}{R_{ac} \bullet C_{a2}}, \quad a_{49} = \frac{1}{C_{a2}};$$

$$a_{55} = -\frac{R_{a1} + R_{e2}}{C_{v} \bullet R_{v1} \bullet R_{v2}}, \quad a_{512} = -\frac{1}{C_{v}}, \quad a_{513} = -\frac{1}{C_{v}};$$

$$a_{66} = -\frac{1}{C_{p1} \bullet (R_{p11} + R_{p12})}, \quad a_{610} = \frac{R_{a12}}{C_{p2} \bullet (R_{p21} + R_{p22})}, \quad a_{713} = \frac{1}{C_{p2}};$$

$$a_{88} = -\frac{R_{a11}}{L_{a1}}, \quad a_{81} = \frac{1}{L_{a1}}, \quad a_{83} = -\frac{1}{L_{a2}};$$

$$a_{99} = -\frac{R_{a21}}{L_{a2}}, \quad a_{92} = \frac{1}{L_{a2}}, \quad a_{94} = -\frac{1}{L_{a2}};$$

$$a_{1111} = -\frac{1}{L_{pc1}} \left(\frac{R_{p11} \bullet R_{p12}}{R_{p11} + R_{p12}} + R_{pc1}\right), \quad a_{101} = \frac{1}{L_{pc1}}, \quad a_{106} = -\frac{R_{a12}}{R_{a21} (R_{p11} + R_{p12});$$

$$a_{1111} = -\frac{1}{L_{pc2}} \left(\frac{R_{a21} \bullet R_{a22}}{R_{p11} + R_{p22}} + R_{pc2}\right), \quad a_{112} = -\frac{R_{a}}{R_{a}};$$

$$a_{1111} = -\frac{1}{L_{pc2}} \left(\frac{R_{a21} \bullet R_{a22}}{R_{p11} + R_{p22}} + R_{pc2}\right), \quad a_{112} = -\frac{R_{a}}{L_{a1}};$$

$$a_{112} = -\frac{R_{a}}}{R_{a}}, \quad a_{125} = \frac{1}{L_{p1}}, \quad a_{1213} = -\frac{R_{a}}}{R_{a}};$$

$$a_{1313} = -\frac{R_{a}}}{R_{a}}, \quad a_{125} = \frac{1}{L_{p2}}, \quad a_{137} = -\frac{1}{L_{p2}}, \quad a_{1312} = -\frac{R_{a}}}{R_{a}}$$

应用矩阵方程可求出表达式(32)中的x共13个变量,进一步用下列表达式可求出各管段内的流量

$$Q_{c1} = \frac{P_1 - P_{c1}}{R_{c1}}, \qquad Q_{c2} = \frac{P_2 - P_{c2}}{R_{c2}}$$
(34)

$$Q_{\nu 1} = \frac{P_3 - P_{\nu}}{R_{\nu 1}}, \qquad Q_{\nu 2} = \frac{P_4 - P_{\nu}}{R_{\nu 2}}$$
 (35)

$$Q_{ac} = \frac{P_{a1} - P_{a2}}{R_{ac}}, \qquad Q_{b} = Q_{Lp1} + Q_{Lp2}$$
 (36)

$$Q_{m1} = \frac{P_{c1}}{R_{m1}}, \qquad Q_{m2} = \frac{P_{c2}}{R_{m2}}$$
(37)

$$Q_{a12} = \frac{P_{a1}}{R_{a12}}, \qquad Q_{a22} = \frac{P_{a2}}{R_{a22}}$$
 (38)

$$Q_{p12} = \frac{P_{a1}}{R_{p12} + R_{p11}} + \frac{R_{p11}}{R_{p11} + R_{p12}} \bullet Q_{pc1}, \qquad Q_{p22} = \frac{P_{p2}}{R_{p21} + R_{p22}} + \frac{P_{p21} \bullet Q_{pc2}}{R_{p22} + R_{p21}} \quad (39)$$

$$Q_{p11} = Q_{p12} + Q_{pc1}, \qquad Q_{p21} = Q_{p22} + Q_{pc2} \quad (40)$$

$$Q_{p11} = Q_{p12} + Q_{pc1}, \qquad Q_{p21} = Q_{p22} + Q_{pc2}$$

方程(31)为一阶矩阵微分方程,精确解求解相当困难,应用差分数值方法,容易求得数 值解 差分方程为

$$X_{i} = A X_{i-1} \bullet \Delta t + B \bullet \Delta t + X_{i-1}$$

$$\tag{41}$$

初始值 X₀的计算方法为: 用 $P_i(t)$ (i=1,...,4) 舒张期末期的值 P_i (代入文献[3]定常模型中, 计算出舒张末期各动脉管段内的流量和每个节点处的压力,以此作为X。的初值

模型验证 3

为了验证模型的正确性,我们将一个正常人的检测数据和一组狗的实验数据与模型计算 结果做了对比

3.1 正常人的数据对比

图3 应用压力传感器检测到颈动脉压力波形

sure transducer in the carotid artery of man

受检者,男,32岁,无心脑血管系统疾病,血压16/10.7kPa,检测状态为卧位

实验中,用压力传感器检测颈动脉压力波波形, 如图3所示,该压力波形经肱动脉血压标定后,作为 颈动脉和椎动脉入口压力波(即P1, P2, P3, P4). 用 超声Doppler 技术和超声显像技术 (B超)测出该患 者的颈动脉和椎动脉血流量波形、如图4和图5中虚 线所示

应用方程(41),在已知 $P_1 \sim P_4$ 的情况下,可求 出W illis 环各动脉管段内血流量波和各节点处的压 力波 我们将计算得到的颈动脉流量波和椎动脉流 量波分别作于图4和图5中(用实线表示). 计算中, 各 管段阻力取表1所示数值 脉搏波波速分别取为: c1和 Fig 3 The pressure waveform measured by pres- c_2 段 $w_v = 210$ cm/s, c_{a1} 和 c_{a2} 段 $w_v = 300$ cm/s, v_1 和 v_2 段 $_{w} = 220 \text{ cm}/\text{s}, p_1 \pi p_2$ 段 $_{w} = 300 \text{ cm}/\text{s}, 惯量取值$

为: $L_{a1} = L_{a2} = 300$ dyn• s₂/cm⁵, $L_{pc1} = L_{pc2} = 250$ dyn• s²/cm⁵, $L_{p1} = L_{p2} = 350$ dyn s²/cm⁵. 心动周 期 T = 1, 25(s), 差分步长 $\Lambda_{t=0,01T}(s)$.

在求得方程(31)的解后、代入式(7)求出各管段内的流量、特别四个入口端、对压力和流 量进一步采用 Fourier 变换并由此计算出血管输入阻抗

$$\begin{vmatrix} Z_{cin} &= P_{cin}/Q_{cin}, & Q_{cin} &= Q_{pcin} - Q_{qcin} \\ |Z_{vin} &= P_{vin}/Q_{vin}, & Q_{vin} &= Q_{pvin} - Q_{qvin} \end{vmatrix} \quad i = 1, 2, ; n = 1, ..., k$$

$$(42)$$

 P_{cin} 为压力 $P_{ci}(t)$ 富氏变换第 n 次谐波的模, \mathcal{Q}_{cin} 为其相位, 流量 Q_{cin} 和压力类似, 分 别用 Q_{cin} 和 Q_{cin} 表示, 颈动脉两个入口端的输入阻抗模为 $|Z_{cin}|$, 相位为 Q_{cin} (i=1,2). 椎动脉和颈动脉类 © 1994-2006 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

图4 用超声技术检测到的颈动脉流量波(虚线)和 理论计算结果(实线)对比

Fig. 4 The comparison of the flow waveform between the theoretical solution (solid line) and the experimental result (dashed line) measured by the ultrasonic flown ever in the carotid artery

似,分别用 |Z_{vin} |和 𝒫_{in} (i= 1, 2) 表示

3.2 与动物实验数据对比

按上述方法,我们计算了一组狗的颈动脉与椎 动脉系统的输入阻抗,并将结果与动物实验作了比 较,如图6所示 图中实心圆点"•"为颈动脉实验结 果,空心圆圈"。"为椎动脉实验结果 实验数据取自 参考文献[10],他们应用电磁流量计和导管端压力传 感器有创伤检测四条麻醉杂种狗颈动脉和椎动脉的 压力和流量,并应用 Fourier 变换进一步计算出其输 入阻抗 图中点划线与实线分别为理论计算出的颈 动脉和椎动脉输入阻抗模 理论计算先由上述模型中 任意取一组压力波(p1= p2= p3= p4)计算出相应的 流量波,然后,将压力和流量波分别作 Fourier 变换 并进一步计算出相应的输入阻抗 理论计算参数取值 如表2所示 从图中理论与实验结果比较发现,两者 是相当符合的 这说明模型的频域特性与生理实际也 是一致的

70年代末, 血管输入阻抗理论的建立, 特别是 M in lo r^[9]关于" 输入阻抗为心脏后负荷 '的著名论点

- 图5 用超声技术检测到的椎动脉流量波(虚线)和 计算结果(实线)对比
- Fig. 5 The comparison of the flow waveform between the theoretical solution (solid line) and the experimental result (dashed line) measured by the ultrasonic flowmeter in the vertibral artery

图6 理论计算出的狗颈动脉和椎动脉输入阻抗模 与实验数据对比

Fig 6 The comparison of the input impedance between the theoretical solution and the experimental result in the canine carotid and vertibral arteries

提出后,人们已普遍采用输入阻抗来描述整体血管床的力学特性,这在体循环和肺循环的研 究中取得了极大的成功 在体循环中,动脉血管床只有一个入口端,一旦血管及血液的动力学 特性确定,由这个入口端向下游看的输入阻抗也将唯一被确定 但是脑循环入口端有四个(二个颈动脉入口和二个椎动脉入口),因此,任何一个端口(例如左颈动脉)的输入阻抗就不 仅受该侧血管特性影响,而且还会受到对侧甚至后循环某些特性的影响 为此我们采用上

Parameter	Theoretical value	Parameter	Theoretical	Unit
R c1, R c2	7 163.1	<i>R</i> v1, <i>R</i> v2	14 814.8	dyn• s∕cm⁵
R a11, R a21	3 338.2	R p 12, R p 22	0.91×10^{5}	dyn• s/cm ⁵
R a12, R a22	1.51×10^{5}	R_{pc1}, R_{pc2}	6 44.0	dyn• s/cm ⁵
R_{m1}, R_{m2}	1.06×10^{5}	R_{ac}	800.0	dyn• s/cm ⁵
R b	191.0			
C c1, C c2	8.99 × 10 ⁻⁶	Ca1, Ca2	1.29 × 10 ⁻⁵	cm ⁵∕dyn
C_{p1}, C_{p2}	3.38 × 10 ⁻⁶	$C_{\nu 1}, C_{\nu 2}$	4.05 × 10 ⁻⁵	cm ⁵∕dyn
L a1, L a2	410	L_{p1}, L_{p2}	250	dyn• s²/cm²
L_{pc1}, L_{pc2}	320			$dyn^{\bullet} s^2/cm^{4}$

表2 狗脑循环模型理论计算参数取值



述狗的这组计算数据、计算出了仅一侧颈动脉特性 参数改变时两侧颈动脉输入阻抗的变化情况,如图7 所示 图中. 实线是正常状态下颈动脉输入阻抗模 (上图)和相位(下图). 在正常情况下, 左右侧颈动脉 系统基本对称,因此两侧曲线应该是相互重叠的 如 果我们模拟一侧颈动脉狭窄,即改变一侧颈动脉系 统参数如下: R e2= 3×R e1, C e2= 0 8×C e1, L e2= 2× $L_{a1}, R_{m2} = 1.5 \times R_{m1}, R_{a2} = 1.5 \times R_{a1}$,于是这一侧(病 侧)的输入阻抗将发生改变,如图7中虚线所示 从中 可看出,由于病侧动脉狭窄,弹性减退,血管阻力增 高,病侧阻抗模较正常状况整体右移,这和体循环中 所观察到的现象是一致的[11] 然而此时我们虽然没有 改变另一侧(健侧)动脉系统的任何参数, 但它的阻 抗模曲线也整体左移, 如图7中点划线所示 这个位 移并不是由于血管力学特性改变所引起的、而是由 于病侧颈动脉系统病变,血流代偿功能建立所引起 的

图7 一侧颈动脉输入阻抗受另一侧颈动脉系统力 学特性的影响

Fig 7 The impedance of the carotid artery inflenced by the contralteral arterial system

类似的情况在椎基底动脉系统也会发生,如图8 所示,我们仅改变一侧椎动脉系统力学特性: *R*_{v2}= 2 ×*R*_{v1}, *C*_{v2}= 0 6×*C*_{v1}, *C*_{p2}= 0 7×*C*_{p1}, 病侧输入阻抗 改变(如图中虚线所示),健侧输入阻抗也会受其影

响而发生改变(如图中点划线所示). 图中实线为正常情况 更有甚者这个影响不仅影响到健 侧椎动脉阻抗, 而且还影响到颈动脉系统, 如图9所示, 图中实线是正常情况, 点划线和虚线 则是椎动脉参数变化后引起颈动脉阻抗的改变

综上所述,对脑循环,输入阻抗曲线已不再仅仅和血管特性有关,因此,仅从阻抗曲线 来计算管壁动力学参数会造成方法学上的误差,特别在病理状态下脑血流代偿功能建立时更 是如此

345



图8 一侧椎动脉系统力学特性改变引起双侧椎 动脉阻抗的变化

- Fig 8 The inpedance of the vertibral arteries inflenced by one vertibral arterial system
- 图9 一侧椎动脉系统力学特性改变引起双侧颈动 脉阻抗的变化
- Fig 9 The inpedance of the carotid arteries inflenced by one vertibral arterial system

参考文献

- 1 丁光宏等. 脑循环血液动力学与脑血管疾病, 中华神经精神科杂志, 1994, 27(脑血管病专刊): 9~11
- 2 汪 昕等. 颈动脉系统脑梗塞血液动力学研究, 中国神经精神疾病杂志, 1994, 20(6): 349~ 350
- 3 丁光宏, 覃开荣 脑血管血液动力学研究: Willis 环定常流力学模型 中国生物医学工程学报, 1996, 15
- 4 Clark M, et al Simulation studies of factors influencing the cerebral circulation A cta neurol S cand, 1967, 3: 189~ 200
- 5 Kufahl RH, Clark ME Circle of Willis simulation using distensible vessels and pulsate flow. J B ion ech Engng, 1985, 107: 112~ 122
- 6 吉村正藏等 脑循环系统血液动力学测定与临床应用,临床ME, 1979, 3(6):689~696
- 7 Hillen B, et al A mathematical model of the flow in the circle of Willis, J B ion echanics, 1986, 19(3): 187~194
- 8 Hillen B, et al Analysis of flow and vascular resistance in a model of the circle of W illis J B ion echanics, 1988, 21 (10): 807~ 814
- 9 MinlorWR. Hemodynamics Baltimore: WilliamsWilkins, 1982

10 Bagshaw RJ. A ssessment of cerebrovascular hydraulic input inpedance *IEEE T rans B ian ed Eng*, 1976, 23: 412~ 416 11 O'Rourke M F. A rterial Function in Health and Disease New York: Churchill Livingstone, 1982

Ding Guanghong

(A pp lied M echanics D epartment, Fudan University, Shanghai 200433, China) L üChuanzhen

(Huashan Hospital, Shanghai Medical University, Shanghai 200040, China)

Abstract The cerebravascular disease is very related with the abnom al hemodynam ic state of cerebral circulation. There are some different characteristics between the cerebral circulation and the system ic circulation of human. In clinical application, it is necessary to set up a hemodynam ics model which not only has the principal characteristics of the cerebral circulation but also can be used easily to analyse the cerebravascular dynam ics index (CVD I). A c-cording to the steady flow model of W illis circulation, we set up a lumped parameters model for analysing the cerebral circulation pulstile flow, and get its governed equations as well as its solving method. Prelim inary results of our experiment show that the theoretical conclusion agree with the experiment data. It reveals that the present analysis is consistent with the physiological phenomena, and may offer a delicate hemodynam icm odel for cerebral circulation research

Key words cerebral circulation, pulsatile flow, hemodynamics model, lumped parameters